



⑯ BUNDESREPUBLIK
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES
PATENTAMT

⑯ Offenlegungsschrift
⑯ DE 40 22 553 A 1

⑯ Int. Cl. 5:
A 61 F 9/00
A 61 B 3/00

DE 40 22 553 A 1

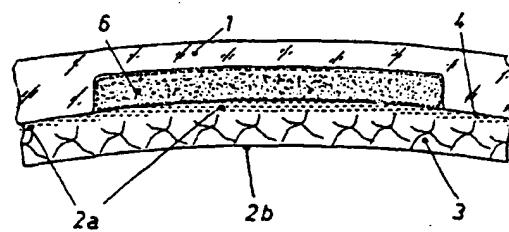
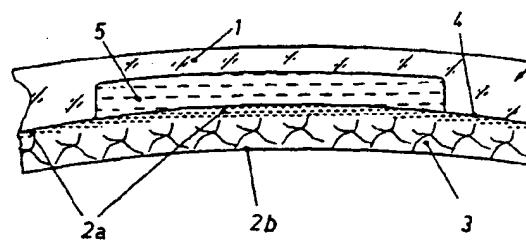
⑯ Aktenzeichen: P 40 22 553.4
⑯ Anmeldetag: 16. 7. 90
⑯ Offenlegungstag: 23. 1. 92

⑯ Anmelder:
Helmut Hund GmbH, 6330 Wetzlar, DE
⑯ Vertreter:
Riecke, M., Dipl.-Ing., 6333 Braufels

⑯ Erfinder:
Thaer, Andreas, Dr., 6307 Linden, DE

⑯ Vorrichtung zur hochreproduzierbaren Applikation definierter Volumina von Lösungen und Suspensionen diagnostisch oder therapeutisch wirksamer Substanzen auf der Cornea-Oberfläche

⑯ Zur quantitativen und räumlich definierten und reproduzierbaren Applikierung von für therapeutische, diagnostische oder Testzwecke eingesetzten Substanzen in Lösung, als Suspension oder in Salbenform auf der Hornhaut des Auges wird als Gegenstand der Erfindung eine Vorrichtung in verschiedenen Ausführungsformen (s. u. a. Fig. 1 und Fig. 2) beschrieben. Diese Vorrichtung besteht aus einer Kontaktlinse mit geeigneten Materialeigenschaften und einer exakt dimensionierten Vertiefung, die definierte Lösungs-, Suspensions- oder Salbenvolumina aufnimmt und aus der die Wirk- oder Indikator-Substanzen räumlich gleichmäßig und zeitlich kontrolliert auf das der Vertiefung gegenüberliegende Areal der Hornhaut-Oberfläche entlassen werden. Eine für die praktische Anwendung wichtige Ausführungsform der erfindungsgemäßen Vorrichtung ist die als Einwegartikel, die eine Herstellung der Vorrichtung mit bereits in der Vertiefung eingearbeiteten Wirk- bzw. Indikatorsubstanzen ermöglicht.



DE 40 22 553 A 1

Beschreibung

Die Augenheilkunde bedient sich therapeutisch wirksamer oder für die Diagnose wichtiger Substanzen in Lösungen, Suspensionen oder Salben, die zur Entfaltung ihrer Wirksamkeit in Kontakt mit der Hornhautoberfläche des Auges gebracht werden. Das Gleiche gilt für lokal anästhesierende Substanzen oder Tränenersatzflüssigkeiten und trifft schließlich auch für die Überprüfung der Wirksamkeit bzw. Unbedenklichkeit entsprechender Lösungen als Therapeutica oder Diagnostica im Rahmen hierfür vorgesehener Prüfvorschriften zu.

Insbesondere für pharmakologisch wirksame Substanzen ist zur Erzielung ihrer optimalen beabsichtigten Wirkung und zur Vermeidung von toxischen Wirkungen auf Grund von Überdosierungen die Kenntnis der Dosis/Wirkung-Relation und deren Anwendung bei der Applikation solcher Substanzen zu fordern.

Das Gleiche gilt für Substanzen, die für diagnostische Zwecke der Augenheilkunde eingesetzt werden, z. B. für Farbstoffe, die für die Anfärbung von cornealen Strukturen und Erkennung von Läsionen und erkrankungsbedingter Zustände oder aber für die Messung ihrer Permeation durch die Cornea-Schranke in Richtung Vorderkammer als Indikator für pathologische Zustände der Cornea eingesetzt werden. Auch für diese Zwecke wird i. A. eine dosierte Applikation solcher Substanzen angestrebt bzw. gefordert, da die zu erzielende diagnostische Anzeige pathologischer Zustände dosisabhängig sein kann oder aber Nebenwirkungen auf Grund von Überdosierungen vermieden werden sollen.

Natürlich tritt an der Cornea der "systemische", den Gesamt-Organismus einbeziehende Aspekt der Dosis/Wirkung-Beziehung hinter ihrer lokalen Bedeutung zurück, d. h. die Dosis/Wirkung-Beziehung konkretisiert sich auf die Menge der Wirksubstanz pro Corneafläche pro Zeiteinheit. Darüber hinaus ist auch die Forderung nach gezielter Applikation von pharmakologisch wirksamen oder diagnostisch eingesetzten Substanzen an ausgewählten bzw. gegenüber ihrem Umfeld abzugrenzenden Cornea-Arealen zu berücksichtigen.

Grundprinzip der in der Vergangenheit und Gegenwart angewendeten Applikationsweise ist das Auf- bzw. Eintropfen der Wirkstofflösungen und -suspensionen auf die Augenoberfläche oder in den Raum zwischen Unterlid und Augenoberfläche (Tränensack), um über die Verbreitung durch den Tränenfilm und den Lidschlag eine gewisse Mindestkonzentration solange aufrecht zu erhalten, wie das im Tränensack gebildete Wirkstoff-Reservoir dafür ausreicht.

Unter dem Blickwinkel der postulierten gezielten und bezüglich Konzentration und Volumen definierten Applikation der Wirkstoff-Lösung pro Flächeneinheit der Cornea-Oberfläche ist diese Applikationspraxis unbefriedigend. Das Eintropfen der Lösung oder Suspension bzw. das Eingeben eines Salbenstranges in den Tränensack führt zu erheblichen Abweichungen des eingegebenen Lösungsvolumens und kann auch durch Einpipettieren der Lösung oder Suspension bezüglich des einwirkenden Volumens nicht ausreichend reproduzierbar gemacht werden.

Hinzu kommt der Abfluß eines nicht unerheblichen Teils des in den Tränensack eingebrachten Volumens durch den Ductus nasolacrimalis; ferner die Abhängigkeit der Verteilung über die Augenoberfläche durch den Lidschlag und den Tränenfluß, die daraus resultierende diskontinuierliche und räumlich inhomogene Abgabe der Lösung an die Cornea-Oberfläche, und schließlich

die Unmöglichkeit, ausgewählte bzw. indizierte abgegrenzte Cornea-Areale für sich allein der Lösung bzw. Suspension auszusetzen.

Der Erfindung liegt die Aufgabe zugrunde, diesen Nachteil zu beheben und eine Vorrichtung anzugeben, mit der es möglich ist, definierte Volumina von Lösungen und Suspensionen auf der Cornea-Oberfläche hochreproduzierbar zu applizieren.

Diese Aufgabe ist durch eine Vorrichtung gelöst, welche die in Anspruch 1 angebene Merkmale aufweist.

Die hochreproduzierbare Applizierung der therapeutisch bzw. diagnostisch wirksamen Substanzen wird gemäß der Erfindung dadurch erreicht, daß in die Innenfläche einer Kontaktlinse aus geeignetem Material und von geeigneten Abmessungen eine Vertiefung eingeschlitten ist, deren Tiefe über die gesamte laterale Erstreckung exakt den gleichen Wert besitzt, und die vorzugsweise — aber nicht grundsätzlich — eine runde Form aufweist. Z. B. hat eine solche Vertiefung mit einer Tiefe von 0,4 mm und einem lateralen Durchmesser von 4 mm ein Fassungsvermögen von 5 µl. Wichtig ist dabei, daß der möglichst exakt an die Oberflächenkrümmung des Auges angeglichene Innenradius der Kontaktlinse auch von dem Boden der Vertiefung mitgemacht wird, um über die gesamte Fläche einen gleichbleibenden Wert der Kammertiefe zu besitzen. Die Füllung der Vertiefung mit dem von ihr aufzunehmenden Lösungs-, Suspensions- oder auch Salbenvolumen erfolgt über µl-Pipetten oder aus entsprechend dimensionierten vorgefertigten Flüssigkeitskissen oder Mikro-Ampullen. Die Oberflächenspannung wäßriger Lösungen oder Suspensionen reicht in der Regel aus, um die Kontaktlinse mit der Vertiefung ohne Verlust an Lösung auf die Augenoberfläche aufzusetzen.

Bei gelösten Substanzen, die eine starke Herabsetzung der Oberflächenspannung bewirken, kann durch Erniedrigung der Viskosität über Zugabe hochmolekularer Dextrane oder Flüssig-Zellulose ein Flüssigkeitsverlust beim Aufsetzen der Linse sicher vermieden werden.

Falls eine mehr oder weniger stark verzögerte Abgabe der gelösten Substanzen an die Cornea-Oberfläche erforderlich ist, kann das Flüssigkeitsvolumen in der Vertiefung durch ein mikroporöses, mit der Wirkstofflösung getränktes Material mit den entsprechenden Abmessungen als Einlage ersetzt werden.

Die für die Kontaktlinsen-Anpassung ganz allgemein erforderliche Übereinstimmung der Innenradien der Kontaktlinsen an den Krümmungsradius im zentralen Bereich der Augenoberfläche gilt auch hier: Ein zu "steiler" Innenradius der Kontaktlinse führt zu einem mit zu viel Tränenflüssigkeit gefülltem Zwischenraum und damit zu einer Diffusionszone für die Lösung in der Vertiefung außerhalb deren Auflagefläche. Die exakte Zuordnung der Menge der gelösten Wirk- oder Indikatorsubstanz zu einer definierten Fläche der Cornea wird dadurch beeinträchtigt.

Durch einen zu großen Radius der Kontaktlinse wird dagegen ihr Sitz auf der Augenoberfläche beeinträchtigt. Durch Driften der Kontaktlinse auf dem Tränenfilm bedingt durch den Lidschlag kann die gezielte Aufgabe des gelösten Wirkstoffes auf ein bestimmtes Cornea-Areal erheblich erschwert werden.

Für die beschriebene streng dimensionierte Aufgabe von für therapeutische oder diagnostische (oder Test-) Zwecke angewendeten Lösungen, Suspensionen oder Salben auf die Augen-Oberfläche kann es bei längerer oder absichtlich verzögter Freigabe derselben aus der

Vertiefung wichtig werden, daß es durch die Kontaktlinse selbst zu keiner Beeinträchtigung des Stoffwechsels, der zellulären Syntheseleistung und der Profilerationsdynamik insbesondere des Cornea-Epithels kommt. So kann eine Kontaktlinse aus einem Material niedriger Sauerstoff-Durchlässigkeit durchaus nach einigen Minuten Tragzeit bereits zu einer meßbaren (z. B. anhand der NADH-Fluoreszenz) Verringerung der Sauerstoffversorgung der verschiedenen Cornea-Segmente einschließlich des Endothels führen. 10

Zur Vermeidung vorübergehender negativer Einwirkungen durch die beschriebene Applikationsmethode selbst, oder um diese soweit wie möglich zu reduzieren, kann es daher wichtig sein, Kontaktlinsen als Träger der beschriebenen Vertiefung aus einem hochsauerstoffdurchlässigen Material zu fertigen, z. B. aus Silikon. 15

Die Auswahl von Weichlinsen mit besonders formtreu an der Augenoberfläche anliegenden Innenflächen hat für den vorliegenden Zweck auch den Vorteil, daß eine wesentlich geringere Anzahl unterschiedlicher Innenradien für die beschriebene Applikationslinse bereithalten werden muß, als bei Hartlinsen. 20

Schließlich sind für den vorliegenden Zweck Kontaktlinsen-Materialien und -Fertigungsverfahren vorzuziehen, die eine preiswerte Herstellung dieser aus Hygiene-Gründen als Einwegartikel zu verwendenden "Applikations-Kontaktlinsen" gestatten, z. B. thermoplastische Materialien. 25

In der Zeichnung ist die Erfindung an zwei Ausführungsbeispielen dargestellt. Es zeigen: 30

Fig. 1 schematisch einen Schnitt durch die Augenoberfläche mit aufliegender Kontaktlinse mit Vertiefung.

Fig. 2 schematisch einen Schnitt durch die Kontaktlinse mit porösem Material in der Kontaktlinsen-Vertiefung. 35

In den Figuren ist mit 1 die Kontaktlinse bezeichnet, die auf der Augenoberfläche aufliegt, von der das Epithel 2a und das Endothel 2b sowie das Stroma 3 gezeigt sind. Zwischen Epithel 2a und der Innenseite der Kontaktlinse 1 ist der Tränenfilm 4 erkennbar. 40

Auf ihrer Innenseite ist die Kontaktlinse 1 mit einer Vertiefung 5 versehen, in welche die therapeutisch/diagnostisch wirksame Substanz in Form eines genau definierten Lösungs- oder Salben-Volumens eingefüllt ist 45 und auf die Cornea-Oberfläche aufgelegt wird.

Fig. 2 zeigt die Vertiefung 5 mit einem porösem Material 6 ausgefüllt, das mit der Wirkstoff-Substanz getränkt ist. Aus dem Material 6 heraus erfolgt eine verzögerte Abgabe der gelösten Substanzen an die Cornea- 50 Oberfläche.

Patentansprüche

1. Vorrichtung zur hochreproduzierbaren, räumlich 55 und zeitlich kontrollierten gezielten Applikation von aus therapeutischen, diagnostischen, Test- oder anderen Gründen in der Augenheilkunde eingesetzten Lösungen, Suspensionen oder Salben auf hinsichtlich ihrer Ausdehnung und Lage ausgewählten bzw. durch die medizinische Indikation gebenen Arealen der Cornea-Oberfläche, dadurch gekennzeichnet, daß die Vorrichtung aus einer als Träger der Lösung etc. dienenden Kontaktlinse besteht, an deren Innenfläche eine Vertiefung eingeschlossen ist, in welche die Lösung etc. als definiertes Volumen eingegeben wird, aus der heraus sie beim Aufsetzen der Kontaktlinse auf die Augenoberflä- 65

che mit dem zu behandelnden bzw. zur Diagnose oder Test anstehenden Cornea-Areal in Kontakt kommt, und von wo aus sie gleichmäßig über das exponierte Cornea-Areal verteilt wird und zeitlich kontinuierlich kontrolliert auf dasselbe einwirkt.

2. Vorrichtung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß das Kontaktlinsenmaterial eine hohe Sauerstoffdurchlässigkeit besitzt.

3. Vorrichtung nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, daß das Kontaktlinsenmaterial elastische Eigenschaften hat, die eine besonders bündige Auflage der Kontaktlinsen-Innenfläche um die Vertiefung herum auf der Cornea-Oberfläche gewährleistet.

4. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 – 3, dadurch gekennzeichnet, daß in der Vertiefung in der Innenfläche der Kontaktlinse ein mikroporöses, mit der Wirkstofflösung oder -Suspension getränktes Material enthalten ist, aus dem die Entlassung der aus therapeutischen, diagnostischen oder Test-Zwecken angewendeten Substanzen zeitlich kontrolliert erfolgt.

5. Vorrichtung nach den Ansprüchen 1 – 4, dadurch gekennzeichnet, daß die Kontaktlinsen mit der Vertiefung als Einwegartikel hergestellt werden.

6. Vorrichtung nach Anspruch 4, dadurch gekennzeichnet daß die zu applizierenden Lösungen, Suspensionen oder Salben oder aber die Wirk- oder Indikator-Substanzen selbst in fester entwässerter Form in der Vertiefung der Kontaktlinse enthalten sind und vor Aufsetzen der Linse mit physiologischer Lösung in den gelösten Zustand überführt werden.

7. Vorrichtung nach Anspruch 4, dadurch gekennzeichnet, daß die in fester entwässerter Form in der Vertiefung enthaltenen Wirk- oder Indikator-Substanzen nach Aufsetzen der Kontaktlinse durch die Tränenflüssigkeit selbst in den gelösten diffusionsfähigen Zustand überführt werden.

Hierzu 1 Seite(n) Zeichnungen

Fig. 1

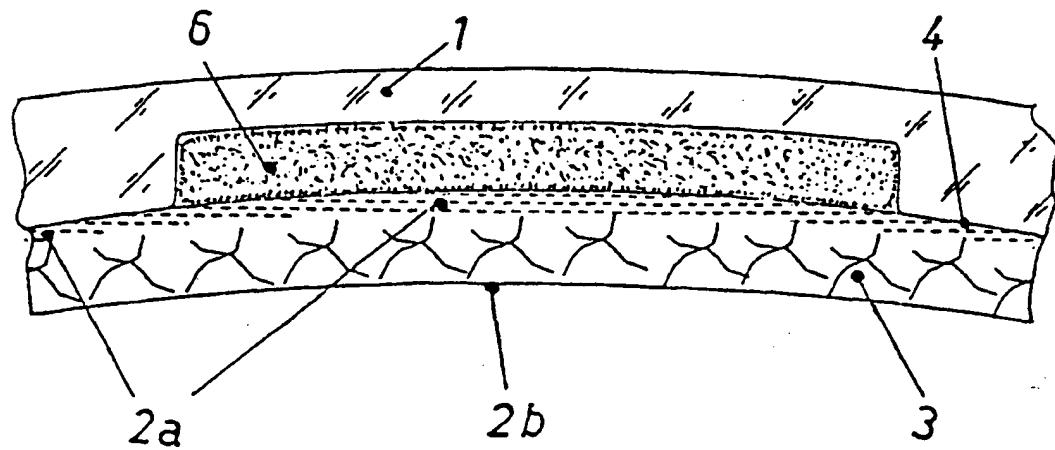
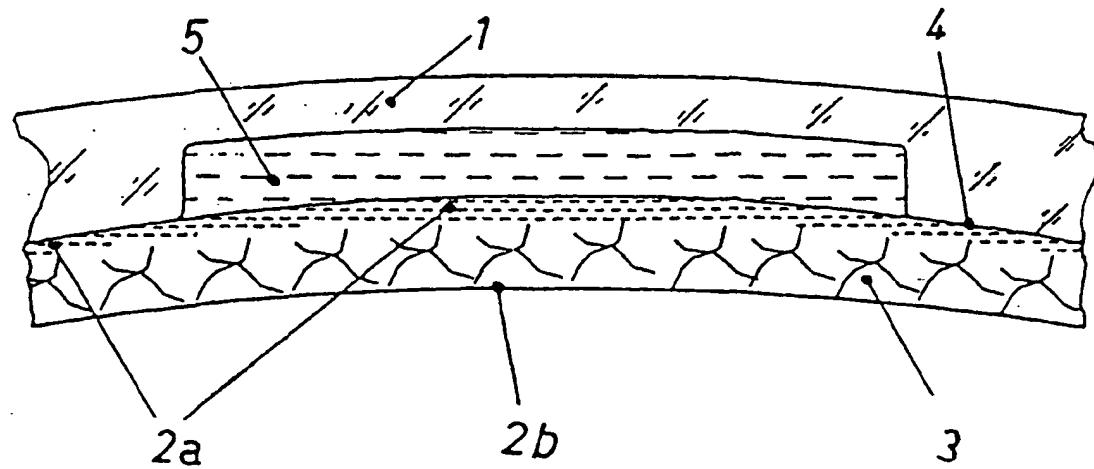


Fig. 2

German Patent No. 40 22 553 A1
(Offenlegungsschrift)

Job No.: 220-81503
Translated from German by the Ralph McElroy Translation Company
910 West Avenue, Austin, Texas 78701 USA

FEDERAL REPUBLIC OF GERMANY
GERMAN PATENT OFFICE
PATENT NO. 40 22 553 A1
(Offenlegungsschrift)

Int. Cl.⁵:

A 61 F 9/00
A 61 B 3/00

Filing No.:

P 40 22 553.4

Filing Date:

July 16, 1990

Publication Date:

January 23, 1992

DEVICE FOR THE HIGHLY REPRODUCIBLE APPLICATION OF DEFINED VOLUMES
OF SOLUTIONS AND SUSPENSIONS OF DIAGNOSTICALLY OR THERAPEUTICALLY
ACTIVE SUBSTANCES TO THE CORNEAL SURFACE

Inventor:

Andreas Thaer
6307 Linden Germany

Applicant:

Helmut Hund GmbH
6330 Wetzlar Germany

Agent:

M. Riecke
6333 Braunfels

A device is described in various embodiments (see, inter alia, Figures 1 and 2) as the subject of the invention for the quantitative and spatially defined and reproducible application of substances, in solution or in the form of a suspension or in the form of an ointment, to the cornea of the eye, whereby these substances are used for therapeutic, diagnostic or test purposes. This device comprises a contact lens with suitable material properties and a depression with exactly configured dimensions, which accommodates the defined volumes of the solution, suspension or ointment, and from which the active substances or indicator substances are released in a spatially uniform and temporally controlled manner onto the area of the cornea surface that is located opposite the depression.

An embodiment of the device in accordance with the invention which is important for practical application is one in disposable form that permits the device to be manufactured with the active substances or indicator substances already incorporated into the depression.

permeation through the corneal barrier in the direction of the anterior chamber as an indicator of pathological conditions of the cornea. For these purposes, the application of such substances in a controlled dose is generally striven for or demanded since the diagnostic indication of pathological conditions that is to be achieved can be dose dependent or side effects on the basis of overdosing can be avoided.

Naturally, the "systemic" aspect of the dose/effect relationship, which involves the entire organism, withdraws behind its local significance at the cornea, i.e., the dose/effect relationship acquires concrete form in terms of the quantity of the active substance per corneal area per unit time. In addition, account is also to be taken of the requirement regarding the controlled application of pharmacologically active substances or substances that are used diagnostically to selected corneal areas or, corneal areas that are to be delineated with respect to their surroundings.

The basic principle of the method of application that was used in the past and also nowadays is dripping the solutions and suspensions of active substances onto or into the surface of the eye or into the space between the lower lid and the surface of the eye (tear sac) in order to maintain a certain minimum concentration via dissemination through the tear film and blinking for as long as the reservoir of the active substance which is formed in the tear sac is sufficient for this.

This application practice is unsatisfactory from the viewpoint of controlled application, which has been postulated and which is defined in terms of the concentration and volume of the solution of the active substance per unit area of the corneal surface. The instillation of the solution or suspension or, the introduction of an ointment into the tear sac leads to considerable deviations of the solution volume that is introduced, and this cannot be made adequately reproducible with respect to the acting volume that is required by pipetting the solution or suspension.

In addition, there is the discharge of a not inconsiderable part of the volume that is introduced into the tear sac through the Ductus nasolacrimalis; moreover, the dependence of its distribution over the surface of the eye via blinking and the flow of tears and the resulting discontinuous and spatially non-homogenous release of the solution to the corneal surface and, finally, the impossibility of exposing selected or indicated delineated corneal areas per se to the solution or suspension.

The problem that forms the basis of the invention is to remove this disadvantage and to indicate a device with which it is possible to apply defined volumes of solutions and suspensions to the corneal surface in a highly reproducible manner.

This problem is solved by a device that exhibits the characterizing features that are indicated in Claim 1.

The highly reproducible application of the therapeutically or diagnostically active substances is achieved in accordance with the invention in that a depression is introduced into the inner surface of a contact lens that comprises a suitable material and that has suitable dimensions, whereby the depth of the depression has exactly the same value over its entire lateral extension and that preferably - though not essentially - has a round shape. For example, such a depression with a depth of 0.4 mm and a lateral diameter of 4 mm has a containing capacity of 5 μ L. An important aspect in this connection is that the internal radius of the contact lens, which is adapted as exactly as possible to the surface curvature of the eye, also follows suit from the bottom of the depression in order to have a constant value of the chamber depth over the entire surface. The filling of the depression with the volume of the solution, suspension or even ointment, which is to be accommodated by it, takes place via μ L-pipettes or from preprepared liquid pads with appropriate dimensions, or microampules. The surface tension of aqueous solutions or suspensions is generally sufficient to place the contact lens, with the depression, on the eye's surface without loss of solution.

In the case of dissolved substances which bring about an intense reduction of surface tension, a loss of liquid while placing the lens can be avoided with certainty by reducing the viscosity by an addition of high molecular weight dextran or liquid cellulose.

If a more or less markedly delayed release of the dissolved substance to the corneal surface is required, then the volume of liquid in the depression can be replaced by a microporous material that has been soaked with a solution of the active substance, whereby this material has the appropriate dimensions and is in the form of an insert.

The quite generally required conformity of the internal radii of the contact lenses to the radius of curvature in the central region of the surface of the eye also applies here in regard to contact lens adaptation; an excessively "steep" internal radius of the contact lens leads to an intermediate zone that is filled with too much tear liquid and it thereby leads to a diffusion zone for the solution in the depression which is outside the supporting surface. The exact assignment of the quantity of the dissolved active or indicator substance to a defined corneal surface is thereby impaired.

By contrast, the seating of the contact lens on the surface of the eye is impaired by an excessively large radius of the contact lens. The controlled release of the dissolved active substance to a defined area of the cornea is made difficult to a considerable extent as a result of drifting of the contact lens on the tear film that is caused by blinking.

For the strictly quantified administration described for solutions, suspensions or ointments used for therapeutic or diagnostic (or test) purposes to the surface of the eye, it can be important in the case of the prolonged or deliberately delayed release thereof from the depression that no impairment of metabolism, or of the efficiency of cellular synthesis and proliferation

dynamics - particularly of the corneal epithelium - comes about via the contact lens itself. Thus, after a few minutes of being worn, a contact lens comprising a material with a low permeability with respect to oxygen can definitely lead to a measurable (e.g., by means of NADH fluorescence) reduction of the supply of oxygen to the various corneal segments, including the endothelium.

In order to avoid transient negative effects as a result of the described application method itself, or in order to reduce these as much as possible, it can therefore be important to produce contact lenses as carriers of the depression described from a material that is highly permeable to oxygen, e.g., silicone.

The selection of soft lenses with inner surfaces that lie adjacent to the surface of the eye in a manner with high shape fidelity also has the advantage for the present purpose that a significantly lower number of different internal radii have to be made ready for the application lens that has been described than is the case for hard lenses.

Finally, contact lens materials and production processes are to be preferred for the present purpose which permit the inexpensive manufacture of these "application" contact lenses that are to be used - for hygiene reasons - in the form of disposable articles, e.g., thermoplastic materials.

The invention is illustrated in the drawing by means of two embodiment examples.

Figure 1 schematically shows a section through the surface of the eye with a contact lens lying thereon with a depression;

Figure 2 schematically shows a section through the contact lens with a porous material in the contact lens depression.

In the figures, the contact lens is designated by 1, whereby this contact lens lies on the surface of the eye of which the epithelium 2a and the endothelium 2b are shown along with the stroma 3. The tear film 4 is recognizable between the epithelium 2a and the inside of the contact lens 1.

The contact lens 1 is provided with a depression 5 on its inner side, whereby the therapeutically/diagnostically active substance in the form of an exactly defined volume of solution or ointment is introduced into the depression and is placed on the corneal surface.

Figure 2 shows the depression 5 that has been filled with a porous material 6 that has been soaked with the active substance. The delayed release of the dissolved substances to the corneal surface takes place from the material 6.

Claims

1. Device for the highly reproducible and spatially and temporally controlled application of solutions, suspensions or ointments for therapeutic, diagnostic or test reasons in ophthalmology to areas of the corneal surface that have been selected in terms of their extent and

position, or that arise via a medical indication, characterized in that the device comprises a contact lens which serves as a carrier of the solution, etc., whereby a depression has been let in at its inner surface and whereby the solution, etc., is introduced, in the form of a defined volume into this depression, and comes out of it when placing the contact lens on the surface of the eye, and comes into contact with the corneal area that is to be treated or that is awaiting diagnosis or testing, whereby it is uniformly distributed over the exposed corneal area and acts thereon in a temporally continuously controlled manner.

2. Device in accordance with Claim 1, characterized in that the contact lens material has a high permeability to oxygen.

3. Device in accordance with Claim 1 or 2, characterized in that the contact lens material has elastic properties that ensure an especially flush seat of the inner surface of the contact lens on the corneal surface around the depression.

4. Device in accordance with one of the Claims 1-3, characterized in that a microporous material soaked with a solution of the active substance or suspension is contained in the depression in the inner surface of the contact lens, whereby the release of the substances used for therapeutic, diagnostic or test purposes takes place in a temporally controlled manner.

5. Device in accordance with Claims 1-4, characterized in that the contact lenses with depressions are manufactured in the form of disposable articles.

6. Device in accordance with Claim 4, characterized in that the solutions, suspensions, or ointments that are to be applied, or even the active or indicator substances themselves in solid anhydrous form, are contained in the depression of the contact lens and they are converted into the dissolved state via a physiological solution prior to placing the lens.

7. Device in accordance with Claim 4, characterized in that the active substances or indicator substances that are contained, in solid anhydrous form, in the depression are converted into the dissolved diffusible state via the tear liquid itself after putting on the lens.

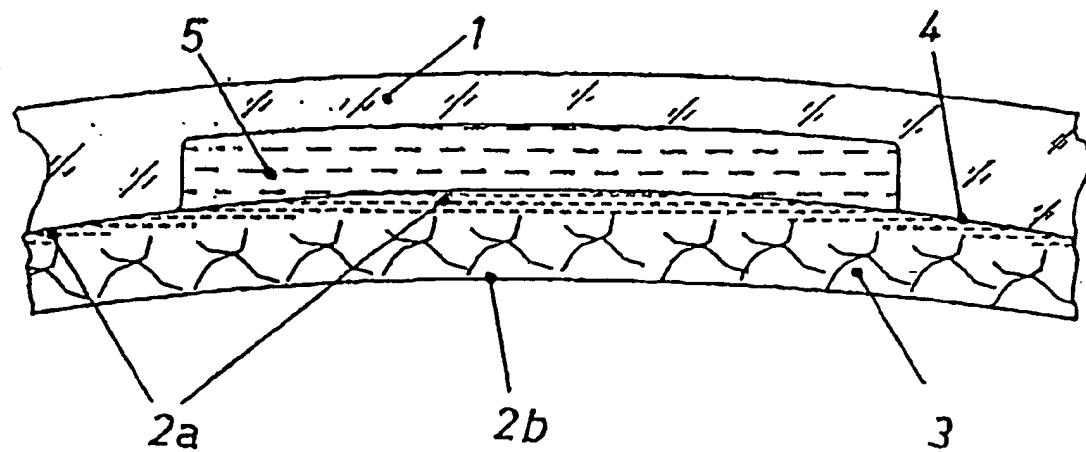


Figure 1

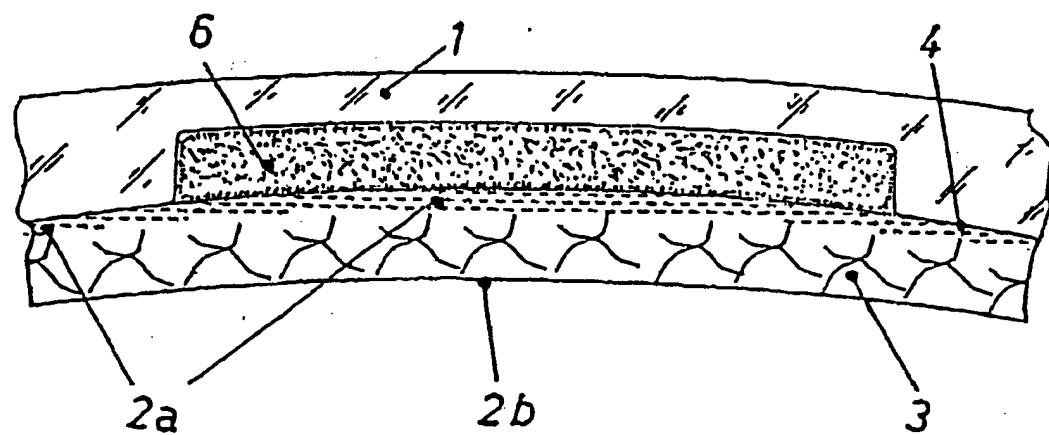


Figure 2